

## ENDOSCOPE APPARATUS

Publication number: JP2003215469 (A)

Publication date: 2003-07-30

Inventor(s): HONMA HIROYUKI +

Applicant(s): OLYMPUS OPTICAL CO +

## Classification:

- international: A61B1/00; A61B1/04; G02B23/24; G02B23/26; H04N7/18; H04N9/04; H04N9/07; A61B1/00; A61B1/04; G02B23/24; G02B23/26; H04N7/18; H04N9/04; H04N9/07; (IPC1-7): A61B1/00; A61B1/04; G02B23/24; G02B23/26; H04N7/18; H04N9/04; H04N9/07

- European: A61B1/04D4

Application number: JP20020010007 20020118

Priority number(s): JP20020010007 20020118

Also published as:

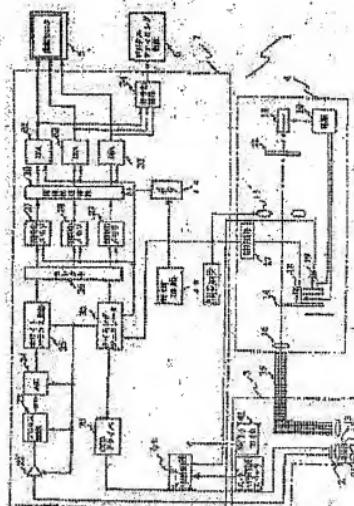
JP4147033 (B2)

US2003139650 (A1)

## Abstract of JP 2003215469 (A)

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an endoscope apparatus which makes the observation of the tissue information in a desired deep part near the tissue surface of the viable tissue possible with a good contrast. ; **SOLUTION:** The endoscope apparatus consists of a light source 4, an endoscope 3 and signal processing means 7, in which the light source is a light source inclusive of a visible light region, the endoscope is an endoscope having an imaging optical system 21 for imaging the return light by the light source and the signal processing means is signal processing means for processing the imaging signal from the imaging optical system and has a spectral transmittance distribution near pupil 43 of the imaging optical system so as to increase the area of the pupil with respect to the wavelength band desired to be stressed in the return light from a subject. ;

COPYRIGHT: (C)2003,JPO



(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-215469

(P2003-215469A)

(43) 公開日 平成15年7月30日 (2003.7.30)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	チ-コ- <sup>7</sup> (参考)
G 02 B 23/24		G 02 B 23/24	B 2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 Y 4 C 0 6 1
	1/04	1/04	3 7 2 5 C 0 5 4
G 02 B 23/26		G 02 B 23/26	C 5 C 0 6 5
H 04 N 7/18		H 04 N 7/18	M

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2002-10007 (P2002-10007)

(22) 出願日 平成14年1月18日 (2002.1.18)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 本間 博之

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

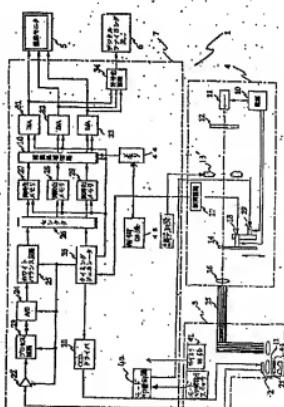
Fターム (参考) 2H040 BA01 CA22 GA02 GA07  
40061 FF40 LL02 NN01 RR14  
50054 CA04 CC07 EA01 ED07 ED12  
EE08 FB03 HA12  
60065 AA04 BB10 BB41 EE12 EE19  
GG05 GG26 GG32

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報をコントラストを良く観察できる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 光源4と内視鏡3と信号処理手段7から成り、光源は可視光領域を含む光源で、内視鏡は光源による戻り光を撮像する撮像光学系21を有する内視鏡で、信号処理手段は撮像光学系からの撮像信号を処理する信号処理手段であり、被写体からの戻り光のうち強調したい波長帯に対して、瞳の面積が大きくなるように撮像光学系の瞳3近傍に分光透過率分布を備える。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 内視鏡装置において、光源と内視鏡と信号処理手段から成り、前記光源は可視光領域を含む光源で、前記内視鏡は前記光源による戻り光を撮像する撮像光学系を有する内視鏡で、前記信号処理手段は前記撮像光学系からの撮像信号を処理する信号処理手段であり、被写体からの戻り光のうち強調したい波長帯に対して、瞳の面積が大きくなるように前記撮像光学系附近に分光透過率分布を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】 内視鏡装置において、光源と内視鏡と信号処理手段から成り、前記光源は、光感受性物質または体腔組織の自家蛍光の励起波長領域にある励起光を生体内部に照射する励起光光源で、前記内視鏡は、前記励起光が照射された部位から発せられた蛍光像を撮像する撮像光学系を有する内視鏡で、前記信号処理手段は前記撮像光学系からの撮像信号を処理する信号処理手段であり、前記撮像光学系は、前記光波長帯に対して瞳の面積が大きくなるように、前記撮像光学系附近に分光透過率分布を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項3】 内視鏡装置において、光源と内視鏡と信号処理手段から成り、前記光源は可視光領域を含む光源で、前記内視鏡は前記光源による戻り光を撮像する撮像光学系を有し、さらに、各物体距離における撮像光学系の光伝達閾値を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記顔面積を大きくした波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達閾値がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達閾値の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ポスト処理手段を含む信号処理手段であり、前記撮像光学系は、被写体からの戻り光のうち強調したい波長帯に対して、瞳の面積が大きくなるように前記撮像光学系附近に分光透過率分布を備えることを特徴とする内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、医療用内視鏡及び工業用内視鏡に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 従来より、照明光を照射し体腔内の内視鏡画像を得る内視鏡装置が広く用いられている。この種の内視鏡システムでは、光源装置からの照明光を体腔内にライトガイド等を用い導光しその戻り光により被写体を撮像する撮像手段を有する電子内視鏡が用いられ、ビデオプロセッサにより撮像手段からの撮像信号を信号処理することにより観察モニターに内視鏡画像を表示し患者部等の観察部位を観察するようになっている。

## 【0003】 内視鏡装置において通常の生体組織観察を

行なう場合は、光源装置で可視光領域の白色光を発光し、例えば赤(R)色・緑(G)色・青(B)色の回転フィルタを介することで面順次光を被写体に照射し、この面順次光による戻り光をビデオプロセッサで同時化し画像処理することでカラー画像を得たり、内視鏡の撮像手段の撮像面の全面にカラーチップを配し白色による戻り光をカラーチップにて赤(R)色・緑(G)色・青(B)色に分離する事で撮像しビデオプロセッサで画像処理することで、カラー画像を得ている。

【0004】 内視鏡による観察や処置を行なう為に必要な画像は、見た目と同じ自然画像であるよりも診断に有効に最適化された画像である事が好ましい。体腔内組織に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存しており、青(B)色のような波長が短い場合、生体組織での吸収特性及び散乱特性により表層附近でしか光は到達せず、そこまでの深さの範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観察される。また、青(B)色光より波長が長い、緑(G)色光の場合、青(B)色光が深達する範囲よりさらに深い所まで深達し、その範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。さらになに、緑(G)色光より波長が長い、赤(R)色光は、さらに深い範囲まで光が到達する。

【0005】 図5において、体腔内組織51は、例えば深さ方向に異なった血管等の吸収体分布構造を持つ場合が多い。粘膜表層附近には主に毛細血管52が多く分布し、またこの層より深い中層には毛細血管のほかに毛細血管より太い血管53が分布し、さらに深層はさらに太い血管54が分布するようになる。

【0006】 そこで上記生体特性を考慮して、光源装置の分光分布等を最適化したものとしては、特開2001-88256号の明細書等に、離散的な分光特性の狭帯域な面順次光で、所望の生体組織の深層組織情報を得て診断する内視鏡装置が記載されている。

【0007】 その他にも照明光と被写体との相互作用である蛍光を使って、反射光では得られない生体情報の画像を観察する内視鏡技術がある。内視鏡等により生体からの自家蛍光や生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態(例えば、疾患の種類や浸潤範囲)を診断する内視鏡装置等が特開2001-198079号等に開示されている。これは、生体細胞に420nm～480nmの波長の励起光を照射すると、生体組織の正常部位は、赤(R)色領域の蛍光に比してかなり強い緑色の蛍光を発し、生体組織の腫瘍部位は、正常部位に対して緑色の蛍光強度が低下することを利用し、信号の明暗により観察されている。

【0008】 さらに、内視鏡撮像光学系を最適化したものとしては、被写界深度を増大した内視鏡システムが特開2000-5127号に開示されている。撮像光学系の被写界深度を増大する手法は、特表平11-500235号(米国特許

5,748,371号)に開示されている。この手法による装置は図11に示されるように、CCD等の撮像手段と、物体の像を撮像手段の受光面に結像させるレンズ系と、光学系の瞳位置に配置された光位相マスク(図12参照)と、撮像手段からの画像データに基づいて画像を構築する画像処理装置とを有している。光位相マスクを持たない通常の結像光学系では、物体が合焦位置からずれるにしたがって光学的伝達関数(OTF)の強度分布が図13から図14さらに図15へと変化する。

【0009】これに対して前記光位相マスクを持つ被写界深度増大光学系では、同じすれにに対するOTFの強度分布はそれぞれ図16と図17と図18に示されるようになり、その変化は少ない。ここで示す図13-図22の横軸は像面の相対的な空間周波数で2は撮像素子のナキスト周波数に相当するものであり、縦軸は撮像光学系の光学的伝達関数を示す。この光学系によって結像された画像は、画像処理装置によって、図19に示される特性の逆フィルタによる処理が行われ、図16と図17と図18に示されるOTFの強度分布に対してそれぞれ図20と図21と図22に示されるOTFの強度分布が得られる。これらは、いずれも、通常の光学系の合焦時のOTFの強度分布に近い形を有している。

#### 【0010】

【発明が解決しようとする課題】①通常、内視鏡による体内組織の観察の際、白色光や図3に示したように各波長域がオーバーラップした面順次光では、各波長の光が一様に混合されているために、撮像して得られる画像は色再現の良い自然な画像となる反面、内視鏡として観察したい体内組織深部の情報が、他の深部の情報と混ざり、コントラストの低い形での観察を余儀なくされるといった問題がある。また、前記離散的な分光特性の狭帯域な面順次光による内視鏡観察は、所望の深層組織情報報を得る事ができるが、照明の波長帯域を狭めたために、照明光は、色再現に適したRGBの波長帯がオーバーラップした分光特性的面順次光による照明に比べ暗くなるといった問題がある。

【0011】のさらに、緑(G)色光や特に青(B)色光からの戻り光は、高周波成分の多い被写体が多いために、赤(R)色光に比べて被写界深度が狭いといった問題がある。

【0012】②また、前記離散的な分光特性の狭帯域な面順次光での観察は、帯域が狭くなる為の透過光量減少による明るさ不足、螢光観察においては、螢光の微弱信号である為の明るさ不足といった問題がある。この明るさ不足を補う為に対物光学系のドナンバーを小さくすると、被写界深度が狭くなる。その結果、食道などの動きの激しい部位では特に、観察距離を保ちつつ、常に合焦させておく事が難しいので被写界深度を広くすることは必須であり、かつ螢光像がコントラストの良い画像である事が望ましい。

【0013】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、

①生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報をコントラストを良く観察できる内視鏡装置、

②緑(G)色光や青(B)色光の波長帯の戻り光も被写界深度の広い内視鏡装置、

③離散的な分光特性の狭帯域な面順次光による観察や螢光観察のような微弱光観察においても明るくかつ内視鏡観察として所望の深度のある画像が得られるような内視鏡装置、

を提供することを目的としている。

#### 【0014】

【課題を解決するための手段】本発明は、内視鏡装置において、光源と内視鏡と信号処理手段から成り、前記光源は可視光領域を含む光源で、前記内視鏡は前記光源による戻り光を撮像する撮像光学系を有する内視鏡で、前記信号処理手段は前記撮像光学系からの撮像信号を処理する信号処理手段であり、被写体からの戻り光のうち強調したい波長帯に対して、瞳の面積が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えることを特徴とする。

【0015】また、各物体距離における撮像光学系の光伝達関数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達関数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達関数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ボスト処理手段になっていることを特徴とする。

【0016】また、撮像光学系の瞳の面積は、赤色以外の可視光の波長帯が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えることを特徴とする。また、各物体距離における撮像光学系の光伝達関数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした赤色以外の可視光の波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達関数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達関数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ボスト処理手段になっていることを特徴とする。

【0017】また、前記光源から照明光は、少なくとも一つの離散的な分光分布を持つ赤色、緑色、青色の回転フィルタを介した狭帯域な面順次光であることを特徴とする。

【0018】また、各物体距離における撮像光学系の光伝達閾数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした赤色以外の可視光の波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達閾数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達閾数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ポスト処理手段になっていることを特徴とする。

【0019】また、前記撮像光学系の瞳の面積を大きくする赤色以外の波長帯は  
400nm≤λ≤430nm 及び 550nm≤λ≤580nm  
の波長帯を含んでいることを特徴とする。

【0020】また、撮像光学系の瞳の面積は、青色の可視光の波長帯が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えることを特徴とする。また、各物体距離における撮像光学系の光伝達閾数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした青色の可視光の波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達閾数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達閾数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ポスト処理手段になっていることを特徴とする。

【0021】また、前記光源からの照明光は、少なくとも一つの離散的な分光分布を持つ赤色、緑色、青色の回転フィルタを介した狭帯域な面順次光であることを特徴とする。

【0022】また、撮像光学系内に被写界深度を増大させる光位相マスクを備え、瞳の面積を大きくした青色の可視光の波長帯に対して前記光位相マスクは、前記光位相マスクによって変更されていない光伝達閾数に比べて、被写物体距離に対して光伝達閾数がほとんど変化しないように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達閾数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ポスト処理手段になっていることを特徴とする。

【0023】また、前記撮像光学系の瞳の面積を大きくする青色の可視光の波長帯は  
400nm≤λ≤430nm  
の波長帯を含んでいることを特徴とする。

【0024】また、本発明は、内視鏡装置において、光源と内視鏡と信号処理手段から成り、前記光源は、光惑

受性物質または体腔組織の自家蛍光の励起波長領域にある励起光を生体内部に照射する励起光源で、前記内視鏡は、前記励起光が照射された部位から発せられた蛍光像を撮像する撮像光学系を有する内視鏡で、前記信号処理手段は前記撮像光学系からの撮像信号を処理する信号処理手段であり、前記撮像光学系は、蛍光波長帯に対して瞳の面積が大きくなるように、前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えることを特徴とする。

【0025】また、各物体距離における撮像光学系の光伝達閾数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした蛍光波長帯に対して蛍光内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達閾数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達閾数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ポスト処理手段になっていることを特徴とする。

【0026】また、前記撮像光学系の瞳の面積を大きくする波長帯は  
550nm≤λ≤600nm  
を含んでいることを特徴とする。

【0027】また、本発明は、内視鏡装置において、光源と内視鏡と信号処理手段から成り、前記光源は可視光領域を含む光源で、前記内視鏡は前記光源による戻り光を撮像する撮像光学系を有し、さらに、各物体距離における撮像光学系の光伝達閾数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達閾数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達閾数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ポスト処理手段を含む信号処理手段であり、前記撮像光学系は、被写物体からの戻り光のうち強調したい波長帯に対して、瞳の面積が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えることを特徴とする。

【0028】また、撮像光学系の瞳の面積は、赤色以外の可視光の波長帯が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えていることを特徴とする。また、前記光源からの照明光は、少なくとも一つの離散的な分光分布を持つ赤色、緑色、青色の回転フィルタを介した狭帯域な面順次光であることを特徴とする。

【0029】また、撮像光学系の瞳の面積は、青色の可視光の波長帯が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えていることを特徴とする。また、前記光源からの照明光は、少なくとも一つの離散的

な分光分布を持つ赤色、緑色、青色の回転フィルタを介した狭帯域な面順次光であることを特徴とする。

【0030】(作用)撮像光学系内の瞳近傍に、コントラストを高くしたい波長帯をより多く光を通して、つまり瞳の面積が大きくなるような分光透過率分布を持つ光学素子を配置すると、特定の波長帯の情報(光量)が他の波長帯に比べ多くなる事、Fナンバーが小さくなり光伝播数が高くなる事によって、瞳の面積を大きくした波長帯のコントラストが高くなる。これで、光源の分光透過率分布を選び、内視鏡観察として必要な波長帯の情報を強調する、つまりコントラストの高い画像として観察する事が可能となる。

【0031】前記撮像光学系の明るくした波長帯は、Fナンバーが小さいので、その結果被写界深度が狭くなる。そこで、開口を大きくした波長域に対して、撮像光学系内に光位相マスクを配置して空間周波数特性交換を行ない、物体が合焦位置からずれても、ボケ程度をほぼ一定にする。そのボケ程度がほぼ一定となった波長帯の画像に対して、空間周波数を復元するような信号処理を行なう事により、選択的コントラストを高くした組織深部情報の被写界深度拡大が行える。

【0032】内視鏡の実用被写界深度は、観察物体に対して大体2mmから100mmの範囲で設定される。例えば医療用の内視鏡において、体腔内をスクリーニングして病変部を確認し、その病変部に対して組織の一部を採取するなどの処置を行う用途では10mmから100mmの範囲で設定される。また上記病変部を近接拡大して、より詳細な病変部の組織情報を得る用途では2mmから30mmの範囲で設定される。また上記の2つの用途を兼ね備える内視鏡では、3mmから80mm程度の範囲で設定される。また蛍光観察など特定の波長の光を使用して観察を行う内視鏡では、生体の正常部位と病変部位の境界を特定するために、病変部の全体像を映し出せる程度の被写界深度を確保する一方で、上記病変部が生体組織に対してどの程度浸透しているかを特定するために、上記病変部を近接拡大して観察する必要があり、実用被写界深度は2mmから50mmに設定される。このように内視鏡の実用被写界深度は、観察物体に対して大体2mmから100mmの範囲で内視鏡の用途に応じて適宜設定されるが、いずれの場合でも本発明を適用することができる。

【0033】ここで、被写界深度について図34を用いて説明する。撮像光学系60によって物体Oの像Iが形成されるとき、この像Iの位置にCCDを配置することでピントが合った像を得ることができる。物体Oを近接し撮像光学系60から $X_n$ の距離のO'の位置とすると、像位置はIの位置からはずれてI'の位置に形成される。逆に物体Oを遠方にし撮像光学系60から $X_f$ の距離のO'の位置とすると、像位置はI'の位置に形成される。CCDの位置が固定されているとすると、CCD位置における像

I'およびI"は錯乱円径さとなりピントボケした画像になる。しかしながら、CCDの分解能が錯乱円径さより大きい場合、画像IはCCDの分解能で決定し、物体がO'からO"の距離の範囲D (= $X_f - X_n$ ) にあるときはピントが合っているように感じられる。この範囲Dを被写界深度と呼ぶ。光学系の実効Fナンバーを $F_{no_{eff}}$ 、焦点距離を $f_L$ とすると

$$|1/X_n - 1/X_f| = 2\delta F_{no_{eff}} / f_L^2$$

が成立つ。

【0034】生体組織上で、腫瘍がどこまで広がっているか(病変の範囲)を正確に診断する場合、青色から緑色光を用いて生体組織の表層付近から深さ方向に走行している血管構造を詳細に調べることは非常に有効な診断方法である。

【0035】内視鏡観察において、赤色以外の体腔組織深部情報を高コントラストにし、かつ広い被写界深度を実現する為に、赤色以外の波長帯域に対して撮像光学系の瞳を大きくすると上記観察が可能になる。また、瞳を大きくした赤色光以外の波長域に対して、撮像光学系内に光位相マスクを配置して空間周波数特性交換を行ない、物体が合焦位置からずれても、ボケ程度をほぼ一定にする。そのボケ程度がほぼ一定となった波長帯の画像に対して、空間周波数を復元するような信号処理を行ない、コントラストを高くした組織深部情報の被写界深度を拡大すると更に効果的な観察になる。

【0036】生体組織において、特に早期癌病変部では生体粘膜表層に分布する毛細血管の構造に癌特有の変化が現れる。そこで拡大倍率の高い対物光学系を用いて粘膜表層を拡大し、さらに青色光を用いて粘膜表層に分布する毛細血管を観察する。

【0037】青色の波長帯に対して撮像光学系の瞳を大きくすると上記生体粘膜表層の観察が可能になる。さらに、瞳を大きくした青色の波長域に対して、撮像光学系内に光位相マスクを配置して空間周波数特性交換を行ない、物体が合焦位置からずれても、ボケ程度をほぼ一定にする。そのボケ程度がほぼ一定となった波長帯の画像に対して、空間周波数を復元するような信号処理を行ない、コントラストを高くした組織深部情報の被写界深度を拡大すると、粘膜表層部分に多くある毛細血管は空間周波数が高い為に、瞳を大きくして被写界深度が狭くなつた光学系を内視鏡観察により適した形で提供できる。

【0038】また、RGBの回転フィルタの分光特性を離散的かつ狭帯域な面順次光とする事で照明灯からの戻り光の情報が假定され、より所望の深部の組織情報を視認する事が可能となり、瞳を大きくした波長帯に対して、深度拡大を行ない、観察深度を深くするより良い。

【0039】励起光により、生体からの、または生体への薬物注入した結果の薬物の蛍光は、励起波長帯により得られる蛍光波長域が特定される。内視鏡による蛍光

観察を行なう場合、通常の反射、散乱光による戻り光を背景として部位等の確認をする。その蛍光信号をよりコントラスト良く観察する為に、蛍光波長域のみ瞳を大きくするように瞳近傍に分光透過率分布を備え、実現する。さらに、蛍光観察は信号が微弱光である為に、撮像光学系に対して被写体が近接するケースが多い。そこで被写界深度を拡大するとさらに効果的となる。

#### 【0040】

【発明の実施例】以下、図面を参照して本発明の内視鏡装置の実施例を説明する。

(実施例1) 図1に示すように、本実施例の内視鏡装置1は、体腔内に挿入し体腔内組織を撮像する撮像手段として撮像素子2及び撮像光学系21を有する電子内視鏡3と、電子内視鏡3に照明光を供給する光源装置4と、電子内視鏡3のCCD 2からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニタ5に表示したり内視鏡画像を符号化して圧縮画像としてデジタルファイルリング装置6に出力するビデオプロセッサ7から構成される。

【0041】光源装置4は、照明光を発光するキセノンランプ11と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ12と、熱線カットフィルタ12を介した白色光の光量を制限する絞り装置13と、照明光を面順次光にする回転フィルタ14と、回転フィルタ14の回転を制御する制御回路17を備えて構成される。

【0042】回転フィルタ14は、図2に示すように、円盤状に構成され中心を回転軸とした2重構造となっており、外側の径部分には図3に示すような色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第1のフィルタ組を構成するR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1を配置され、内側の径部分には図4に示すような所の深層組織の吸収特性を抽出可能な離散的な分光特性の狭帯域面順次光を出力するための第2のフィルタ組を構成するR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2が配置されている。そして、回転フィルタ14は、図1に示すように、制御回路17により回転フィルタモーター18の駆動制御しながら回転され、また径方向の移動（光源内光学系の光軸に対し垂直な移動であって、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組を選択的に光軸上に移動）が後述するビデオプロセッサ7内のモード切替回路42からの制御信号によりモード切替モータ19によって行われる。

【0043】なお、キセノンランプ11、絞り装置13、回転フィルタモーター18及びモード切替モータ19には電源部10より電力が供給される。ビデオプロセッサ7は、CCD 2を駆動するCCDドライバ20と、撮像光学系21を介してCCD 2により体腔内組織を撮像した撮像信号を增幅するアンプ22と、アンプ22を介した撮像信号に対して相間2重サンプリング及びノイズ除去等を行うプロセス回路23と、プロセス回路23を経た撮像信号をデジタル信号の画像デ

ータに変換するA/D変換器24と、面順次光の各画像データを読み出し gamma補正処理、輪郭強調処理、色整理等を行なう画像処理回路30と、画像処理回路30からの画像データをアナログ信号に変換するD/A回路31、32、33と、D/A回路31、32、33の出力を符号化する符号化回路34と、光源装置4の制御回路17からの回転フィルタ14の回転に同期した同期信号を入りし各種タイミング信号を上記各回路に出力するタイミングジェネレータ35を備えて構成される。

【0044】また、本発明の内視鏡装置は、複数の種類の電子内視鏡を接続することができるようになっており、複数の種類の電子内視鏡の中、少なくとも1つの電子内視鏡3は、その撮像光学系21内に光位相マスクである疎変調素子のような空間周波数特性変換手段13及び撮像光学系の瞳4には光の波長によって有効Fナンバーが異なる分光透過率分布が設けられている。そして、ビデオプロセッサ7には接続された電子内視鏡の空間周波数特性に対応した空間周波数復元手段が画像処理装置30によって、RGB各波長域の空間周波数特性に対応した逆周波数特性フィルタ、又はそれに相当するデジタルフィルタのプログラムデータ（式や数値）が保存されているメモリ44から転送され、電子内視鏡3で得られた画像に対して空間周波数特性の復元処理が行なわれる。また、接続された電子内視鏡3の種類を判別する為に、電子内視鏡3内に判別回路41及びビデオプロセッサ7に制御装置45がある。

【0045】次に、このように構成された本実施例の内視鏡装置の作用について説明する。図5において、体腔内組織51は、例えば深さ方向に異なった血管等の吸収体部分構造を持つ場合が多い。粘膜表面附近には主に毛細血管52が多く分布し、またこの層より深い中層には毛細血管の他に毛細血管よりも太い血管53が分布し、さらに深層にはさらに太い血管54が分布するようになる。

【0046】一方、光は体腔内組織51に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存しており、可視域を含む照明光は、図6に示すように、青(B)色光のような波長が短い光の場合、生体組織での吸収特性及び散乱特性により表層付近までしか光は深達せず、そこまでの深さの範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。また、青(B)色光より波長が長い、緑(G)色光の場合、青(B)色光が深達する範囲よりさらに深い所まで深達し、その範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。さらにまた、緑(G)色光より波長が長い、赤(R)色光は、さらに深い範囲まで光が到達する。

【0047】通常観察時には、照明光の光路上に図2の回転フィルタ14の第1のフィルタ組であるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1に位置するようにビデオプロセッサ7内のモード切替回路42が制御信号によりモード切替モータ19を制御する。

【0048】体腔内組織51の通常観察時におけるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1は、図3に示したように各波長域がオーバーラップしているために、B1フィルタ14b1によるCCD2で撮像される撮像信号には図7(a)に示すような浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、またG1フィルタ14g1によるCCD2で撮像される撮像信号には図7(b)に示すような中層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらにR1フィルタ14r1によるCCD2で撮像される撮像信号には図7(c)に示すような深層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0049】ここで、接続した電子内視鏡2の撮像光学系21の明るさ較り直後の平面部(瞳43)には、図9に示す、分光透過率分布の範囲を有する。すなわち半径の小さいaの部分は図10(a)に示す分光透過率特性を持ち、半径の大きいbの部分は図10(b)に示す分光透過率特性を持つ。したがって、赤(R)色光以外の波長域の有効Fナンバーが小さくなり、開口を大きくなつた青(B)色光及び緑(G)色光は情報量が多くなり、赤(R)色光に対して青(B)色光及び緑(G)色光はコントラストの高い画像が撮像光学系のみで実現されている。

【0050】この分光透過率分布の範囲は円形である必要はなく、コントラストを上げない波長帯域に対して光の透過量を多く設定すればよい。図23に撮像光学系の断面図を示す。ここで、撮像光学系の明るさ較り57のすぐ後ろには、平面部を設けた光学素子58が配置してあり、光学素子58の平面部表面に上記図10に示す分光透過率分布を持たせるような薄型が備わっている。この光学素子58は、明るさ較りの前に合つても良く、さらに光学素子58に対して径方向に透過率分布を持つ吸収型のフィルタでも良い。

【0051】そしてさらにビデオプロセッサ7により、これらRGB撮像信号を同時化して信号処理することで、内視鏡画像としては所望の、あるいは自然な色再現の内視鏡画像を得ることが可能となる。

【0052】一方、光源装置4の回転フィルタ14のモード切替は、通常観察時に光路上にあった回転フィルタ14の第1のフィルタ組を移動させ第2のフィルタ組を光路上に配置するように回転フィルタ14を光路に対して駆動する。

【0053】第2のフィルタ組による体腔内組織51の狭窄域観察時におけるR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2は、照明光を図4に示したように離散的な分光特性の狭窄域を順次光路するに伴つて、B2フィルタ14b2によるCCD2で撮像される撮像信号には、図8(a)に示すような浅層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、またG2フィルタ14g2によるCCD2で撮像される撮像信号には図8(b)に示すような中層での組織

情報を有するバンド画像が撮像され、さらにR2フィルタ14r2によるCCD2で撮像される撮像信号には図8(c)に示すような深層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0054】このように本実施例では、体腔内組織51の通常観察時に、必要に応じて回転フィルタ14の第1のフィルタ組から第2のフィルタ組に切り替えて狭窄域観察に移行でき、この狭窄域観察においては回転フィルタ14の第2のフィルタ組により、体腔内組織51のそれぞれの層の組織情報を分離した状態で撮像信号として得ることができる。これにより、第1のフィルタ組による観察で多くの場合必要であろう深部情報を、高いコントラストで観察しやすい画像で確認し、さらに第2のフィルタ組に切り替えて、ある特定の深部情報をのみをターゲットとして観察する事が可能になる。

(実施例2) 実施例2は、実施例1とは異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付け説明は省略する。

【0055】本実施例の撮像光学系21を、図24に示す。本実施例の撮像光学系は、図10(b)に示す赤色以外の波長域の有効Fナンバーが小さくなつたような分光透過率分布を光学素子58は備え、光学素子58の後ろには、光位相マスクである疊変調素子のような空間周波数特性交換手段13が備わっている。これは、開口を大きくした図10(b)の波長帯域において、空間周波数特性を変換する前に比べて或るレンジの物体距離にわたって光伝達範囲が不感になる。

【0056】この変換された空間周波数特性に対して、ビデオプロセッサ7内の画像処理回路によって青(B)色光と緑(G)色光に対する信号のみ空間周波数復元処理を行なうことにより、コントラストの高くなつた波長帯域のみの被写界深度が増大する。これにより、比較的高い周波数成分の多い青(B)色光帯域と緑(G)色光帯域において広い被写界深度範囲で高コントラストを実現でき、より内視鏡観察に有効な画像を提供できる。

(実施例3) 実施例3は、実施例1とは異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付け説明は省略する。

【0057】本実施例の撮像光学系21は、図9において、瞳を大きくする領域56の分光透過率特性が図25に示すようなものを持つ。これは、青色と緑色の波長帯を含む領域の瞳の面積が大きくなる。よって内視鏡照明によって青色の光が散乱、吸収される生体組織の表層付近及び緑色の光が散乱、吸収される生体組織の表層よりやや深い部分の、癌の病変を診断する際に見たい組織深部部に対し、コントラストが高く、明るい観察が可能になる。

(実施例4) 実施例4は、実施例1とは異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付け説明は省略する。

【0058】本実施例の撮像光学系21は、図9において、瞳を大きくする領域56の分光透過率特性が図26に示すような青色帯域のみを透過させ、青色帯域のみのコン

トラストを高くる。

【0059】また、光学素子58の後ろには、光位相マスクである瞳変調素子のような空間周波数特性変換手段13が備わっている。これは、開口を大きくした図26の波長帯域において、空間周波数特性を変換する前に比べて或るレンジの物体距離にわたって光伝達関数が不感になる。

【0060】この変換された空間周波数特性に対して、ビデオプロセッサ7内の画像処理回路によって青(B)色光に対する信号のみ空間周波数復元処理を行なうことにより、コントラストの高くなった波長帯域のみの被写界深度が増大する。これにより、比較的の高周波数成分の多い青(B)色光帯域において広い被写界深度範囲で高コントラストを実現でき、より内視鏡観察に有効な画像を提供できる。

(実施例5) 実施例5は、実施例1とは異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付け説明は省略する。

【0061】本実施例の撮像光学系21は、瞳を大きくする領域56の分光透過率特性が図31に示すようなものを持つ。これは、

400nm $\leq$ λ $\leq$ 430nm かつ 550nm $\leq$ λ $\leq$ 580nm  
の波長帯の瞳が大きくなる。これにより生体粘膜表層に分布する毛細血管の構造とこの層より深い中層の毛細血管と毛細血管よりも太い血管の構造を効率よく抽出することができる。

(実施例6) 実施例6は、実施例1とは異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付け説明は省略する。

【0062】本実施例の撮像光学系21は、瞳を大きくする領域56の分光透過率特性が図32に示すようなものを持つ。これは、

400nm $\leq$ λ $\leq$ 430nm  
の波長帯の瞳が大きくなる。これにより生体粘膜表層に分布する毛細血管の構造を効率よく抽出することができる。

(実施例7) 実施例7は、実施例1とは異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付け説明は省略する。

【0063】本実施例の光源4は、B2フィルタB2、G2、R2の替わりに、図27に分光特性を示すような、励起光用のFフィルタ14f、G3、R3にして、第2のフィルタ組を構成する。上記第2のフィルタ組を用いて照明したときの被写体からの反射光と蛍光を図28に示した。

【0064】Fフィルタ14fによる狭帯域の励起光を生体組織に照射すると、図27に示すような波長の蛍光が生体組織により発光される。但し、上記蛍光の光量はFフィルタ14f、G3、R3の反射光に比べ1/10~1/100と非常に微弱であるため、図28では例えば100倍して表記している。蛍光観察は、腫瘍部位と正常部位を明暗を用いて区別するので、腫瘍部位の範囲を正確に観察を行なえるようにする為に、図27に示す蛍光を発する波長帯域の有効Fナンバーが小さくなるような分光透過率分

布を光学素子58は備え、光学素子58の後ろには、光位相マスクである瞳変調素子のような空間周波数特性変換手段13が備わっている。これは、開口を大きくした図10(b)の波長帯域において、空間周波数特性を変換する前に比べて或るレンジの物体距離にわたって光伝達関数が不感になる。

【0065】この変換された空間周波数特性に対して、ビデオプロセッサ7内の画像処理回路によって瞳を大きくした波長帯域に対する信号に対して空間周波数復元処理を行なうことにより、被写界深度が増大する。これによりスコープの位置を生体に対して固定しなくてもピント付かないものでの良い。蛍光を受光する期間では図28におけるFフィルタ14fの反射光をカットし、蛍光波長域の有効Fナンバーが小さくなるような分光透過率分布を備える。G3、R3の反射光を受光する期間では、図28におけるG3、R3の反射光の波長域の総光量が1/10~1/100程度になるような分光透過率分布を備える。このようにする事によって、腫瘍部位の蛍光画像とG3、R3の反射光から作った背景画像と合成して腫瘍の範囲が明るく明瞭に表示され、しかも背景とのコントラストのよいカラー画像を得ることができる。

(実施例8) 実施例8では、実施例7とは異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付け説明は省略する。

【0067】本実施例の撮像光学系21は、瞳を大きくする領域56の分光透過率特性が図33に示すようなものを持つ。これは、  
550nm $\leq$ λ $\leq$ 600nm  
の波長帯の瞳が大きくなる。これにより蛍光像を効率よく抽出することができる。

(実施例9) 実施例9では、通常観察時には、回転フィルタ86は光路上より抜去され、白色光が生体組織に照射される。そして、この白色光による生体組織像がカラーCCD2aにより撮像される。このときCCD2aの前面のカラーチップ101の分光特性を図29に示す。

【0068】図30に示すように、本実施例の電子内視鏡3ではCCD2の前面にカラーチップ101を配置し、カラーCCD2aを構成して、同時式の内視鏡装置を構成している。カラーCCD2aからのカラー撮像信号は、A/D変換器24でカラー画像データに変換された後、色分離回路102で色分解され、ホワイトバランス回路25に入力され、メモリ103に格納された後、画像処理回路30で補間処理等なされた後所望の画像処理がなされるようになっている。

【0069】撮像光学系21は、図10(b)の赤色以外の波長帯域の有効Fナンバーが小さくなるような分光透過率

分布を光学素子58は備え、光学素子58の後ろには、光位相マスクである瞳変調素子のような空間周波数特性変換手段13が備わっている。これは、開口を大きくした図10(b)の波長帯域において、空間周波数特性を変換する前に比べて或るレンジの物体距離にわたって光伝達関数が不感になる。

【0070】この変換された空間周波数特性に対して、ビデオプロセッサ7内の画像処理回路によって青(B)色光と緑(G)色光に対する信号のみ空間周波数復元処理を行なうことにより、コントラストの高くなった波長帯域のみの被写界深度が拡大する。これにより、比較的高周波数成分の多い青(B)色光帯域と緑(G)色光帯域において広い被写界深度範囲で高コントラストを実現でき、より内視鏡観察に有効な画像を提供できる。

【0071】このように、白色光を直接被写体に照明する同時式の内視鏡装置においても、撮像光学系の瞳の近傍に上記のような透過率分布を与える事で、同様の効果が得られる。

【0072】以上説明したように、本発明による内視鏡装置は、下記に示す特徴を備える。

(1) 内視鏡装置において、光源と内視鏡と信号処理手段から成り、前記光源は可視光領域を含む光源で、前記内視鏡は前記光源による戻り光を撮像する撮像光学系を有する内視鏡で、前記信号処理手段は前記撮像光学系からの撮像信号を処理する信号処理手段であり、被写体からの戻り光のうち強調したい波長帯、瞳の面積が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えることを特徴とする内視鏡装置。

(2) 各物体距離における撮像光学系の光伝達関数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達関数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達関数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ボスト処理手段になっていることを特徴とする(1)項に記載の内視鏡装置。

(3) 撮像光学系の瞳の面積は、赤色以外の可視光の波長帯が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えることを特徴とする(1)項に記載の内視鏡装置。

(4) 各物体距離における撮像光学系の光伝達関数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした赤色以外の可視光の波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達関数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光

位相マスクによって行われた前記光伝達関数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ボスト処理手段になっていることを特徴とする(3)項に記載の内視鏡装置。

(5) 前記光源から照明光は、少なくとも一つの離散的な分光分布を持つ赤色、緑色、青色の回転フィルタを介した狭帯域な面順次光であることを特徴とする(1)項に記載の内視鏡装置。

(6) 各物体距離における撮像光学系の光伝達関数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした赤色以外の可視光の波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達関数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達関数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ボスト処理手段になっていることを特徴とする(5)項に記載の内視鏡装置。

(7) 前記撮像光学系の瞳の面積を大きくする赤色以外の波長帯は

400nm以上580nm及び550nm以上580nmの波長帯を含んでいることを特徴とする(6)項に記載の内視鏡装置。

(8) 撮像光学系の瞳の面積は、青色の可視光の波長帯が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えることを特徴とする(1)項に記載の内視鏡装置。

(9) 各物体距離における撮像光学系の光伝達関数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした青色の可視光の波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達関数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達関数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ボスト処理手段になっていることを特徴とする(8)項に記載の内視鏡装置。

(10) 前記光源からの照明光は、少なくとも一つの離散的な分光分布を持つ赤色、緑色、青色の回転フィルタを介した狭帯域な面順次光であることを特徴とする(8)項に記載の内視鏡装置。

(11) 撮像光学系に被写界深度を増大させる光位相マスクを備え、瞳の面積を大きくした青色の可視光の波長帯に対して前記光位相マスクは、前記光位相マスクによって変更されていない光伝達関数に比べて、被写体の距離に対して光伝達関数がほとんど変化しないように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行

われた前記光伝達閾数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ボスト処理手段になっていることを特徴とする(10)項に記載の内視鏡装置。

(12) 前記撮像光学系の瞳の面積を大きくする青色の可視域の波長帯は

400nm≤λ≤430nm

の波長帯を含んでいることを特徴とする(11)項に記載の内視鏡装置。

(13) 内視鏡装置において、光源と内視鏡と信号処理手段から成り、前記光源は、光感受性物質または体腔組織の自家蛍光の励起波長領域にある励起光を生体内部に照射する励起光源で、前記内視鏡は、前記励起光が照射された部位から発せられた蛍光像を撮像する撮像光学系を有する内視鏡で、前記信号処理手段は前記撮像光学系からの撮像信号を処理する信号処理手段であり、前記撮像光学系は、蛍光波長帯に対して瞳の面積が大きくなるように、前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えることを特徴とする内視鏡装置。

(14) 各物体距離における撮像光学系の光伝達閾数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした蛍光波長帯に対して蛍光内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達閾数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達閾数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ボスト処理手段になっていることを特徴とする(13)項に記載の内視鏡装置。

(15) 前記撮像光学系の瞳の面積を大きくする波長帯は

550nm≤λ≤600nm

を含んでいることを特徴とする(14)項に記載の内視鏡装置。

(16) 内視鏡装置において、光源と内視鏡と信号処理手段から成り、前記光源は可視光領域を含む光源で、前記内視鏡は前記光源による戻り光を撮像する撮像光学系を有し、さらに、各物体距離における撮像光学系の光伝達閾数を光学的に変更して被写界深度を増大させる光位相マスクを備えていて、前記光位相マスクは、前記瞳面積を大きくした波長帯に対して内視鏡実用被写界深度の範囲で物体距離によらず上記光伝達閾数がほぼ一定となるように構成および配置され、さらに、前記信号処理手段に接続され、前記信号処理手段は、前記光位相マスクによって行われた前記光伝達閾数の変更を反転することによって前記記録された光イメージの電気的表示を復元するための被写界深度ボスト処理手段を含む信号処理手段であり、前記撮像光学系は、被写体からの戻り光のうち強調しない波長帯に対して、瞳の面積が大きくなる

ように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えることを特徴とする内視鏡装置。

(17) 撮像光学系の瞳の面積は、赤色以外の可視光の波長帯が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えていることを特徴とする(16)項に記載の内視鏡装置。

(18) 前記光源からの照明光は、少なくとも一つの離散的な分光分布を持つ赤色、緑色、青色の回転フィルタを介した狭帯域な面順次光であることを特徴とする(16)項に記載の内視鏡装置。

(19) 撮像光学系の瞳の面積は、青色の可視光の波長帯が大きくなるように前記撮像光学系瞳近傍に分光透過率分布を備えていることを特徴とする(16)項に記載の内視鏡装置。

(20) 前記光源からの照明光は、少なくとも一つの離散的な分光分布を持つ赤色、緑色、青色の回転フィルタを介した狭帯域な面順次光であることを特徴とする(16)項に記載の内視鏡装置。

【0073】

【発明の効果】以上での説明から明らかなように、本発明によると、撮像光学系内の瞳近傍に分光透過率分布を与え、所望の体腔組織深部情報の波長域に対して明るい光学系が得られ、その結果所望の組織深部情報をコントラストの高い、内視鏡観察として最適化された画像が実現できる。さらに本発明によると、被写界深度を増大する光位相マスクと画像処理を用いれば、明るく、被写界深度の深い内視鏡画像が実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施例1の内視鏡装置の構成を示す概略図である。

【図2】 本発明の回転フィルタの構成を示す図である。

【図3】 本発明の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図である。

【図4】 本発明の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図である。

【図5】 生体組織の層方向構造を示す図である。

【図6】 生体組織の層方向への照明光の到達状態を説明する図である。

【図7】 第1フィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図である。

【図8】 第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図である。

【図9】 本発明の撮像光学系の明るさ絞り直後の平面部の構成を示す図である。

【図10】 本発明の撮像光学系の明るさ絞り直後の平面部の分光特性を示す図である。

【図11】 本発明の被写界深度拡大光学系の構成を概略的に示す図である。

【図12】 本発明の光位相マスクの外観形状を示す斜

視図である。

【図13】 通常の光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図14】 通常の光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図15】 通常の光学系において物体が焦点位置から図14のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図16】 被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図17】 被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図18】 被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置から図17のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図19】 被写界深度拡大光学系において光学的伝達関数の強度分布に対して行われる処理の逆フィルタの特性を示すグラフである。

【図20】 図16の光学的伝達関数の強度分布に対して図19の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図21】 図17の光学的伝達関数の強度分布に対して図19の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図22】 図18の光学的伝達関数の強度分布に対して図19の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図23】 本発明の実施例1の撮像光学系の断面図である。

【図24】 本発明の実施例2の撮像光学系の断面図である。

【図25】 本発明の実施例3の撮像光学系において、瞳を大きくする領域の分光透過率特性を示すグラフである。

【図26】 本発明の実施例4の撮像光学系において、瞳を大きくする領域の分光透過率特性を示すグラフである。

【図27】 本発明の実施例7の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図である。

【図28】 図27の特性を持つフィルタ組により照明した時の被写体からの反射光と蛍光の強度を示すグラフ

である。

【図29】 本発明の実施例9のカラーチップの分光特性を示す図である。

【図30】 本発明の実施例9の内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【図31】 本発明の実施例5の撮像光学系において、瞳を大きくする領域の分光透過率特性を示すグラフである。

【図32】 本発明の実施例6の撮像光学系において、瞳を大きくする領域の分光透過率特性を示すグラフである。

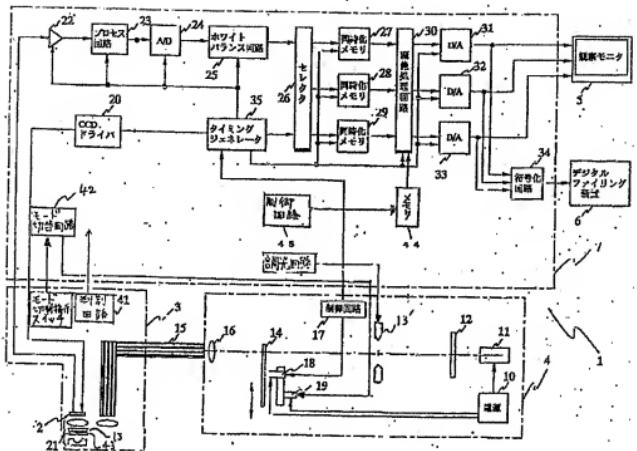
【図33】 本発明の実施例8の撮像光学系において、瞳を大きくする領域の分光透過率特性を示すグラフである。

【図34】 被写界深度を説明するための図である。

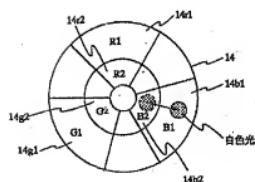
【符号の説明】

- 1 内視鏡装置
- 2 摄像素子
- 3 電子内視鏡
- 4 光源装置
- 5 観察モニター
- 6 デジタルファイリング装置
- 7 ビデオプロセッサ
- 10 電源
- 11 キセノンランプ
- 12 熱線カットフィルタ
- 13 空間周波数特性交換手段
- 13' 紹り装置
- 14 回転フィルタ
- 17、45 制御回路
- 18 回転フィルタモータ
- 19 モード切替モータ
- 20 CCD ドライバ
- 21 摄像光学系
- 22 アンプ
- 23 プロセス回路
- 24 A/D 変換器
- 25 ホワイトバランス回路
- 26 セレクタ
- 30 画像処理回路
- 31、32、33 D/A回路
- 34 符号化回路
- 35 タイミングジェネレータ
- 41 判別回路
- 42 モード切替回路
- 43 瞳
- 44 メモリ

【図1】



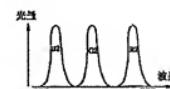
【図2】



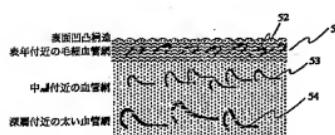
【図3】



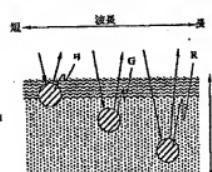
【図4】



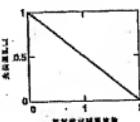
【図5】



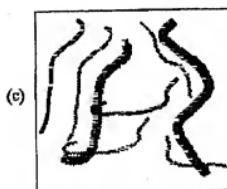
【図6】



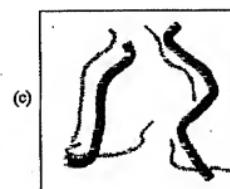
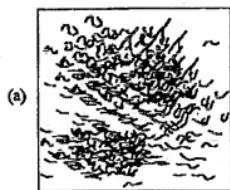
【図13】



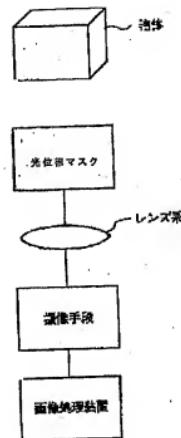
【図7】



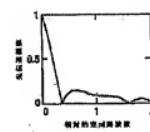
【図8】



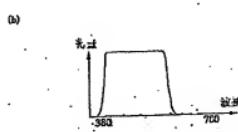
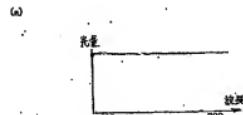
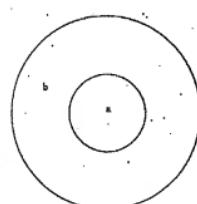
【図11】



【図14】

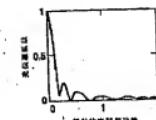


【図9】



【図10】

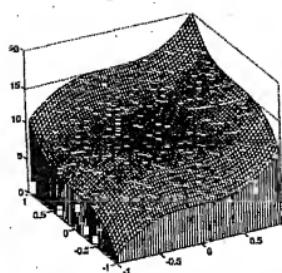
【図15】



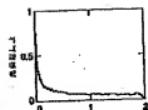
【図29】



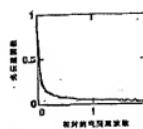
【图12】



【图16】



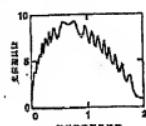
【图17】



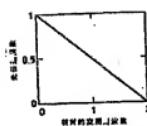
【图18】



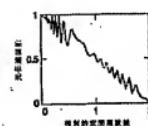
【图19】



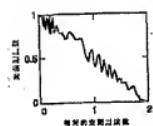
【图20】



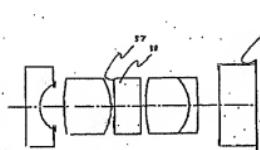
【图21】



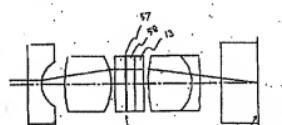
【图22】



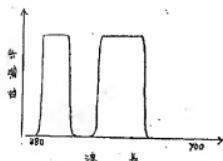
【图23】



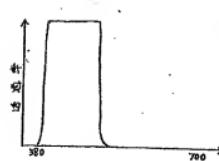
【图24】



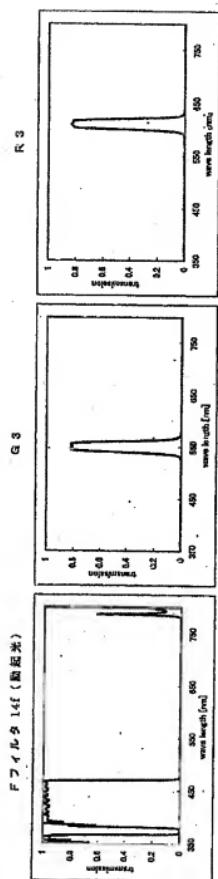
【图25】



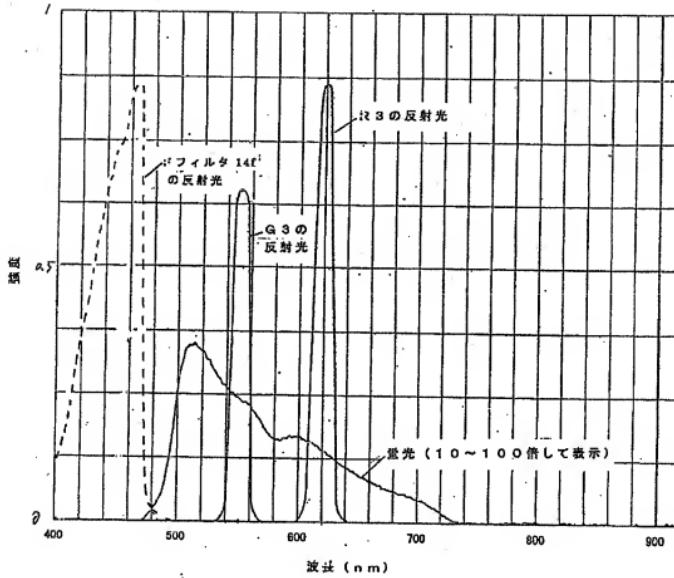
【图26】



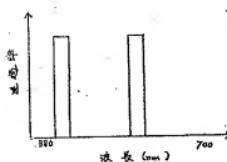
【図27】



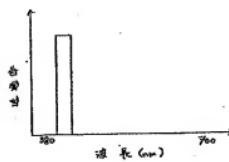
【図28】



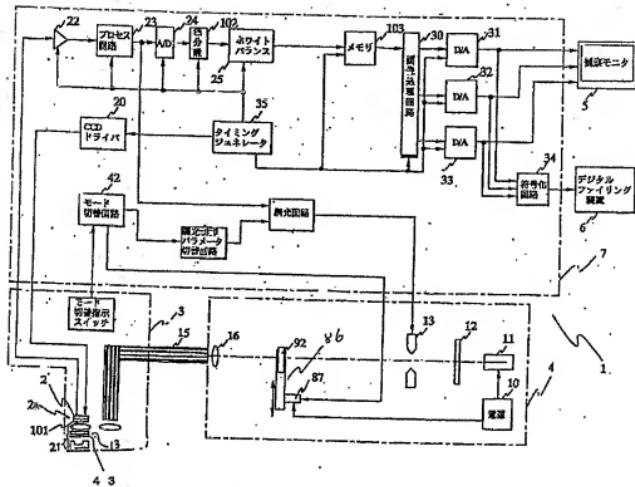
【図31】



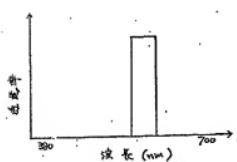
【図32】



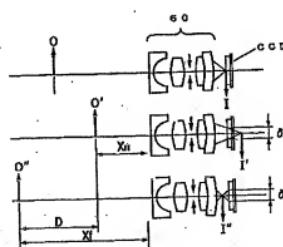
【図30】



【図33】



【図34】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. 7

H 04 N 9/04  
9/07

識別記号

F I  
H 04 N 9/04  
9/07

(参考)

Z  
D